

PET/MR 융합기술의 발전동향과 미래

I. 서론

최근 과학기술개발에 있어서 핫 키워드 중의 하나가 바로 ‘융합’이다. 하지만, 융합을 통한 새로운기술 개발에 대한 기대와 요구가 높아짐에 따라 많은 분야에서 이를 과다하게 사용하는 경향이 있으므로, 이에 대한 정의를 명확히 할 필요가 있다. 융합의 사전적 의미는 둘 이상의 서로 다른 종류의 것을 섞어서 새로운 것을 만드는 것이다. 즉, 둘 이상의 서로 다른 분야의 기술을 합침으로써 제 3의 새로운 기술을 개발하는 것을 의미한다. 이는 그 결과물이 두 개의 다른 기술이 단순한 산술합인 ‘결합’의 개념과는 구분되어야 한다. 즉, 1 더하기 1이 2가 아닌 그 이상의 결과물을 가져올 수 있어야 한다.

이러한 기존의 기술을 융합함으로써 새로운 개념의 기술을 재창조하는 기술이 의료영상기기에서도 적용되어왔다. 특히, 최근에는 PET/CT와 PET/MR 융합영상 기술의 개발이 각광받으면서, 차세대 의료영상기기 기술로서의 한 축을 만들어나가고 있다. 본 연구에서는 이러한 의료영상기기의 최신 기술들을 살펴봄으로써 앞으로의 개발 방향에 대해서 논의해 보고자 한다.

II. 발전 동향

1. PET/CT 융합영상시스템의 성공

의료영상기기는 1970년대 중/후반에 CT의 개념이 등장하면서 불과 40년만에 그야말로 눈부신 발전을 이룩하였다. X선-CT, MRI, PET, SPECT는 물론 ultrasound, EEG, MEG, optical imaging 등의 현재 의료영상기기의 주류를 이루고 있는 다양한 영상 진단 장치들이 대부분이 개발되었다. 이러한 발전은 각 의료영상기기가 가

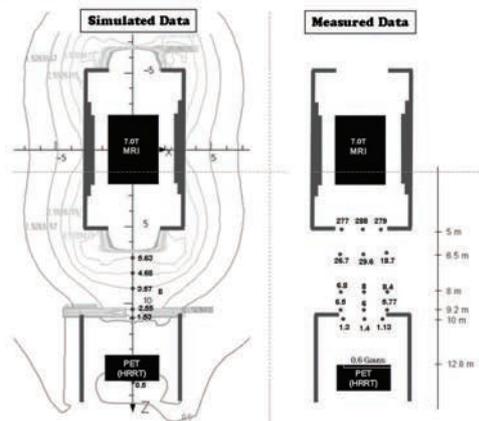
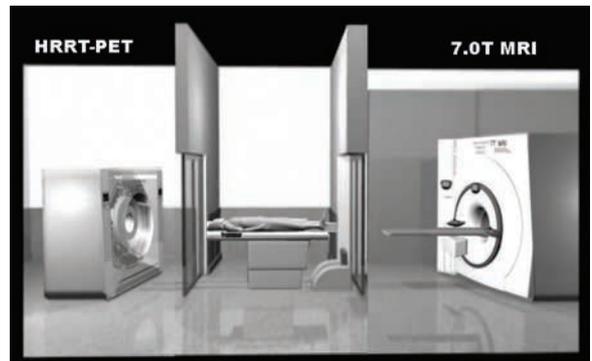


손 영 돈
가천대학교

지고 있는 물리적 한계를 극복하고자 의료영상기기 간의 융합으로 이어졌다. 그 중 가장 성공적인 사례는 PET/CT의 개발이었다.^[1] CT는 조직 내의 밀도에 따른 우수한 대조비의 고해상도 해부학적 구조영상을 제공하는 대표적인 의료영상이며, PET는 기능 및 분자학적 영상을 제공하여 암을 비롯한 다양한 병의 진단에 도움을 주는 의료영상기기로서 질환에 대한 특이성은 우수하나 영상의 공간적/시간적 해상도가 타 영상기기에 비해 매우 낮다. 이 두 영상기기를 결합함으로써 CT의 고해상도 해부학적 영상 위에 PET의 분자영상학적인 정보를 함께 보여줌으로써, 기존의 PET 영상에 비해 진단의 정확도를 높여주게 되었다. PET/CT 융합기술에 있어서 이보다 더욱 중요한 점은 기존의 PET 영상의 attenuation correction을 CT를 이용하여 기존의 감마선원을 이용한 transmission scan을 대체함으로써 영상의 정량적 정확도를 높이게 되었다는 것이다. PET는 정량적인 값으로 질병의 유무를 측정하기 때문에 이에 의한 영상의 신뢰도 향상과 CT의 해부학적인 영상에 의한 진단의 용이성으로 인해 PET/CT의 등장은 기존의 PET 시장을 거의 대체할 정도로 큰 성공을 거두었다. PET/CT는 각각의 독립적인 PET와 CT를 나란히 공간적으로 일직선 형태로 결합하여 동일한 침대를 이용하여 CT와 PET를 순차적으로 촬영하는 것으로서 영상기기의 하드웨어의 특별한 변화가 있는 것은 아니다. 두 영상의 공간적 원점의 오프셋을 미리 계산하여 각 영상의 공간축을 일치시킴으로써 두 영상기기의 공간적 원점의 재배열을 통하여 융합영상을 구현한다. PET/CT의 융합영상기술은 기술적으로는 비교적 단순하지만, 임상적 유용성으로 커다란 성공을 거두게 되었다.

고해상도 해부학적 구조영상을 제공하는 CT와 기능 및 분자학적 영상을 제공하는 PET를 융합한 PET/CT 융합영상진단 장치는 진단의 정확도를 크게 높여주고 있다.

지 성질을 이용하여 다양한 조직과 여러 형태의 영상을 만들 수 있다. 따라서, PET/CT의 해부학적/기능적 융합영상을 PET/MR로 확장시키게 된다. 하지만, PET/CT와는 달리 PET/MR은 MRI의 강한 자기장 때문에 두 영상기기를 결합하는데 기술적 문제점이 발생하게 된다. PET는 CT의 엑스선 대신에 감마선을 이용하는데, 이를 검출하기 위해서 감마선을 가시광선으로 변환시켜주는 섬광소자(scintillator)와 가시광선을 전기신호로 변환시켜주는 광전소자(photoelectric element)를 결합하여 검출기를 구성함으로써 데이터를 획득하게 된다. 일반적으로 사용되는 대표적인 광전소자가 광전자증배



〈그림 1〉 7.0T MRI와 HRRT-PET을 이용한 순차적 PET/MR 융합시스템(위)과 시스템 설계시 PMT에 대한 누설자기장의 영향을 차폐하기위한 시뮬레이션과 실제 측정 데이터(아래). Cho ZH, et al. 논문의 그림에서 인용함^[3]

2. PET/MR 융합영상시스템의 등장

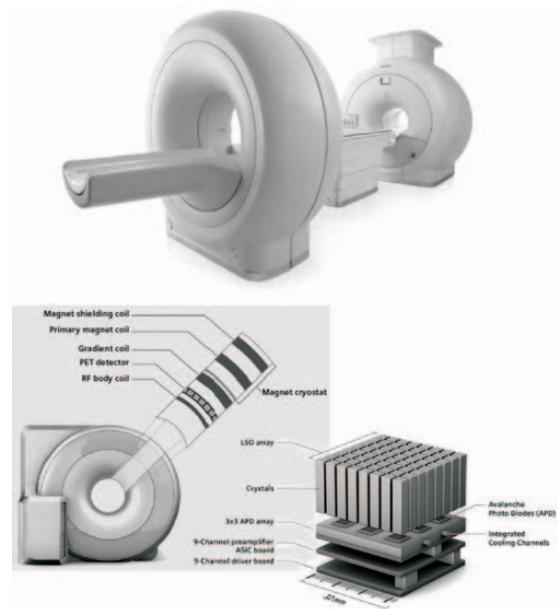
실제로 임상에서 사용되는 해부학적 영상은 CT보다는 MRI 영상이 더 유용하고 다양한 영상을 제공한다. 초전도체의 초고자장을 이용한 MRI는 자기장의 여러가

관(PMT; photomultiplier tubes)이다.^[2] PMT는 진공관 내부에 수천 볼트의 고전압을 인가한 여러 단계의 dynode로 구성되어 있으며, 가시광선이 광전면에 닿아서 발생된 광전자가 각 dynode에 충돌하면서 발생하는 2차전자방출에 의해서 광전신호를 증폭시키는 원리로서 약 백만배의 증폭이득을 갖기 때문에 PET와 같은 의료영상에 적합하게 사용할 수 있었다. 하지만, 이런 PMT와 같은 소자는 MRI와 같은 강한 자기장 내에서는 동작할 수 없기 때문에 PET을 MRI 내에서 사용한다는 것은 불가능하였다. 따라서, PET/CT와 마찬가지로 PET과 MRI를 나란히 배치하고 동일한 침대를 환자를 움직여 PET과 MRI를 순차적으로 찍는 형태의 PET/MR이 개발되었다. 이 때에는 MRI의 누설 자기장(stray magnetic field)을 효과적으로 차폐하여, PET의 동작에 영향을 주지 않도록 하는 차폐 기술이 가장 중요하다. 일반적인 수동차폐(passive shielding)기술은 철과 같은 도자율(magnetic permeability)이 높은 물질로 MRI 주위를 둘러싸므로 누설자기장을 가두는 방식이다. 하지만, 사용되는 차폐물의 양과 무게는 물론 비용이 많이 소요되며, PET가 동작할 수 있는 거리가 다소 멀어지는 단점이 있다. 하지만, 최근에 개발되는 상용 MRI는 대부분 능동차폐(active shield) 기술을 장착하여 누설자기장을 최소화함으로써 PET/CT와 마찬가지로 PET을 최대한 MRI 가까이 위치할 수 있어 촬영간 환자의 이동거리를 최소화 시킨다. 이러한, “순차적” PET/MR은 기존에 개발된 상용 PET 또는 PET/CT와 MRI를 그대로 사용할 수 있다는 장점이 있으며, 새롭게 개발되는 기술들도 쉽게 적용가능하기 때문에 개발이 비교적 쉽고, 초고자장에도 적용할 수 있는 장점이 있다.^[3] 하지만 “순차적” PET/MR은 공간적으로 일치된 융합영상을 촬영가능하지만, 영상이 시간적으로 동시성을 가지지 못하는 단점이 있다.

3. PET/MR 융합영상시스템의 발전

앞서 언급한 바와 같이 동시성을 갖는 PET/MR을 개발하기 위해서는 MR 촬영을 하면서도 PET의 PMT가 동작할 수 있어야 한다. 이를 위해 초기에는 PET의

PMT를 자기장이 미치지 않는 곳에 두고, 광섬유를 이용하여 섬광소자에서 나온 광신호를 PMT로 연결하는 형태의 PET/MR이 개발되었다. 최근에는 고자장 내에서도 동작가능하고 PMT를 대체할 수 있는 애벌란시 광다이오드(Avalanche photodiode; APD)와 같은 반도체형 광전소자가 개발되면서, “일체형” PET/MR의 개발이 본격화 되었다.^[4] APD는 MRI내에서 직접 섬광소자에 부착되기도 하고, MRI에 대한 소자의 영향을 줄이기 위해 광섬유를 이용하여 연결하기도 한다. 일체형 PET/MR 기술은 이러한 반도체형 광전소자의 성능이 좌우하므로, APD를 더욱 발전시켜 PMT에 필적할 만한 증폭이득을 가질 수 있는 SiPM(Silicon Photomultiplier)이 개발되면서 PET/MR 개발이 더욱 가속화 되었다. 특히, 최근에는 digital SiPM 기술이 개발되면서, 아날로그 신호처리 기술이 필요없는 완전한 디지털 PET의 기술 개발도 박차를 가하고 있는 중이다.^[5]



〈그림 2〉 상용 PET/MR 융합시스템. 필립스사의 Ingenuity TF PET/MR (위)과 지멘스사의 Biograph mMR 과 APD를 사용한 검출기 모듈 (아래). 각 상용시스템의 홍보물에서 인용함 (<http://www.healthcare.philips.com>, <http://www.healthcare.siemens.com>)

4. PET/MR 융합시스템의 상용화

2000년 대 들어서면서 시작된 PET/MR에 대한 개발은 2010년 이후 상용시스템으로 발표되기 시작하였다. “순차형” PET/MR은 필립스사의 Ingenuity TF PET/MR 이라는 이름으로 발표되었다.^[6] 이 상용시스템은 기존의 GEMINI TF PET와 Achieva 3T X-series MRI를 변형하여 결합한 형태로 검출기로 LYSO 섬광소자와 PMT 광전소자를 사용하였으며, 시스템 간격은 약 4.2m로 떨어져 있고, 침대가 180도로 회전가능한 형태이다. 이 시스템의 PET 해상도는 중앙 근처에서 약 4.7mm FWHM 정도를 가지며, 525ps의 시간해상도와 12%의 에너지 해상도를 가진다. 반면 “일체형” PET/MR은 지멘스사에서 Biograph mMR로 소개되었다.^[7] 검출기는 LSO 섬광소자와 APD 광전소자를 사용하였으며, 약 4.3mm FWHM의 공간해상도와 15.0kcps/MBq의 시스템 민감도를 갖는다.

5. PET/MR 융합시스템의 유용성

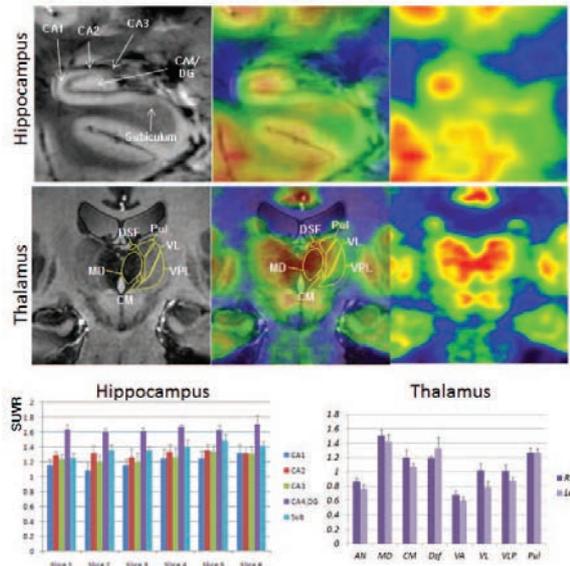
앞서 언급한 바와 같이, PET/MR은 기존의 PET/CT의 해부학적 정보를 더욱 다양하게 제공한다. 특히, 뇌 영상의 경우와 같이 CT가 가지지 못하는 뇌의 다양한 구조학적 정보를 고해상도로 제공함으로써 보다 많은 활용도를 가지게 되었다. 고해상도 PET/MR을 이용한 대표적인 예로, 7T MRI의 초고해상도 영상은 각 피질의 기능은 물론 기억이나 공간적 지각 능력 등의 기능에 있어서 중요한 영역인 해마의 세부영역 또는 운동/감각 등의 신경들이 지나가는 시상핵과 같은 기존에 구분하기 힘든 작은 영역들을 해부학적 영상으로 구분해 낼 수 있다.^[8-9] 이러한, 해부학적 정보를 이용하여 각 미세 영역으로부터 PET 영상에서 얻을 수 있는 포도당 대사량 또는 신경전달물질의 수용체의 분포 등의 다양한 분자학적 정보를 정량적으로 측정할 수 있다. 이는 기존의 MRI 또는 PET 영상만으로는 불가능한 일이었으며, PET/CT 융합영상으로도 측정하지 못하는

것 이었다.

한편, 임상에서 가장 영상적 진단을 필요로 하는 질환 중 대표적인 것이 암이다. 암의 진단에 있어서 PET은 ¹⁸F-FDG를 비롯하여, ¹⁸F-FLT 또는 ¹¹C-Methionine 등과 같은 암진단에 높은 특이성을 보이는 방사성의약품을 이용하여 많은 도움을 주고 있다. 하지만, 수술에 필요한 해부학적인 위치와 정보를 PET 영상만으로는 정확하게 파악하기 힘들다. PET/MR의 경우는 이러한 PET의 분자학적 정보와 더불어 MRI를 통한 종양의 해부학적인 위치는 물론, 그 주위를 지나가는 혈관 및 신경다발의 정보 등을 제공함으로써 수술의 정확도를 높여줄 수 있다.^[10]

한편, MRI의 고해상도의 해부학적인 정보를 이용하면 PET의 저해상도 영상의 partial volume correction하거나 MAP-EM (Maximum A Posteriori Expectation Maximization) 알고리즘의 사전정보로써 사용함으로써 영상의 정확도 또는 해상도를

최근 개발된 PET/MR 융합영상진단 장치의 경우 기존 PET/CT가 가지지 못하였던 뇌의 다양한 구조학적인 정보를 고해상도로 제공할 수 있다.



〈그림 3〉 해마와 시상영역에 대한 PET/MRI 융합영상의 예 (위). 왼쪽부터 7T MRI, 융합영상, PET영상임. 고해상도 MRI의 해부학적 영상을 이용하여 세부영역에 대한 PET의 포도당 대사를 측정함 (아래). Cho ZH, et al. 논문의 그림에서 인용함^[8-9]



높일 수 있다.^[11-12] 하지만, 이 경우에는 해부학적 영상의 사전정보의 정확도가 매우 중요하다. 즉, 포도당 대사는 주로 회백질에서 일어난다는 생물학적 특성을 이용하여 회백질에 대한 분할영상을 통하여 PET 영상의 보정이 가능하다. 하지만, 사전정보가 적용이 되지 않거나 가정이 정확히 뒷받침되지 않는 경우에는 오히려 artefact를 발생시키는 원인이 되므로, 세심한 주의가 필요하다.

MRI는 해부학적인 정보 뿐 아니라 perfusion 영상, 기능자기공명영상 또는 MR spectroscopy와 같은 기능 또는 분자학적인 정보를 동시에 제공할 수 있다. 이는 PET의 기능적 또는 분자학적인 정보와 서로 상호 보완적인 역할을 함으로써, 동시에 두가지 정보를 얻음으로써 임상적 진단과 연구에 있어서 큰 도움을 주게 된다.

한편, MRI는 PET에 비해서 공간해상도 뿐만 아니라 시간해상도에 있어서도 상대적으로 우수하다. 예를 들어, MRI에서 움직임 추적에 사용되는 navigator 펄스 또는 기능자기공명영상의 echo planar imaging (EPI)와 같은 빠른 영상법을 사용하면 촬영 동안의 환자의 움직임을 추적할 수 있다.^[13] MRI의 높은 시간해상도를 이용한 움직임 추적정보는 PET 데이터의 움직임 보정에 함께 활용하게 되면 PET의 공간해상도를 높여줄 수 있게 된다.^[14] 특히, 파킨슨병 또는 치매와 같이 움직임을 통제하기 힘든 환자의 경우에는 PET와 같이 긴 촬영시간이 필요한 영상에서는 실패율이 높는데, MRI의 움직임 추적을 통해 움직임이 심한 데이터 부분만을 제외하거나 보정을 통하여 실패율을 줄일 수 있게 된다.

III. PET/MR 융합시스템의 문제점

PET/MR은 기존의 PET나 MRI를 발전시킨 차세대 의료영상기기 이지만, 아직 기술적으로 해결해야하는 문제점을 가지고 있다.

가. 감쇠보정 문제

PET는 영상의 특성상 정량적인 정확도가 무엇보다 중요하다. 이를 위해서 PET에서는 감쇠보정

(attenuation correction), 산란보정(scatter correction), 우연성보정(random correction), 붕괴보정(decay correction), 부동시간보정 (dead time correction), 표준화보정(normalization) 등 많은 보정을 필요로 한다. 이 중에서 감쇠보정은 영상의 민감도 향상을 가져오는 매우 중요한 보정기술이다. PET/CT가 상업적으로 성공하게 된 이유 중에 하나가 CT의 정확한 감쇠보정을 통한 민감도 향상이 큰 비중을 차지한다. 정확한 감쇠보정을 위해서는 영상공간 내의 조직들의 정확한 밀도와 감쇠정수의 정보가 무엇보다 중요하다. CT의 경우는 고해상도의 해부학적 영상을 얻는데 사용하는 CT의 transmission 데이터가 직접적으로 밀도와 감쇠정수의 정보를 포함하는 값이므로 기존의 PET에서 사용하던 방사성 핵종보다 훨씬 정확한 값을 동시에 얻을 수 있었다. MRI의 정보는 조직 내의 proton의 밀도에 자기적 성질이 포함된 정보라고 볼 수 있는데, 이를 이용하여 proton 이외의 조직의 밀도 또는 감쇠정수를 측정하는 기술은 아직 어렵다. MRI에서는 고해상도 영상을 이용하여 영상분할을 통해 조직을 구분한 후에 사전정보를 이용하여 알려진 밀도 또는 감쇠정수의 정보를 대입함으로써 추정치를 구하는 방식을 사용하게 된다. 인체에서 가장 큰 감쇠를 일으키는 조직은 뼈인데 T2값이 매우 짧기 때문에 일반적인 MR 영상에서는 뼈에 대한 신호를 얻기가 힘들다. 최근 이를 보완하고자 뼈조직을 영상하기 위해서 ultra short TE (UTE) MR영상기법을 개발하게 되었으며, 이를 통해 0.5ms 이하의 매우 짧은 echo time의 영상이 가능하게 됨으로써 MR을 통한 뼈영상을 얻게 되었다.^[15] 하지만, 앞서 언급한 바와 같이 이를 가지고도 정확한 감쇠보정을 하는데에는 한계가 있다.

나. MRI의 공간왜곡 현상

MRI는 균일한 주자기장과 선형의 경사자장을 통하여 영상의 위치를 구분하게 된다. 따라서, 주자기장의 균일성과 경사자장의 선형성이 영상의 정확도를 얻기 위해서는 매우 중요하다. 하지만, 자기장은 주변 환경에 따라 균일성과 선형성이 쉽게 깨어진다. 시간에 따라서

경사자장의 특성이 바뀌기도 하고, 특히, 영상 촬영을 하는 대상의 모양, 크기, 조직의 차이에 의해서 주변의 자기장이 변화 된다. 이러한 경우에는 영상의 모양 또는 위치에 공간적 왜곡이 발생되고 이에 따라 PET/MR 융합영상의 정확도에 신뢰성이 떨어지게 된다. 이러한 문제는 spin echo 계열보다는 gradient echo 계열의 펄스시퀀스에서 더욱 심한 왜곡이 발생된다. MRI 영상기법에는 이러한 공간적 왜곡을 보정하기 위한 다양한 방법을 시도하고 있으나, 아직 완벽한 해결방법을 제시하지 못하고 있다.

다. 환자의 움직임 문제

피사체의 움직임은 모든 영상에서 발생하는 공통적인 문제이다. 특히, 융합영상에 있어서 움직임에 의한 영상자체의 artefact외에도 두 영상의 융합에 있어서 공간상의 불일치를 야기하게 된다. 이를 해결하기 위해서 최근 여러가지 움직임 추적에 대한 해법이 제안되고 있는데, 크게 영상기법에 의한 움직임 추적과 외부 기구를 통한 움직임 추적으로 구분된다. MRI의 경우는 펄스시퀀스 내에 움직임을 모니터링 할 수 있는 navigator 펄스를 추가로 삽입하여, 영상기법을 통하여 움직임을 추적하는 방법이 대부분이다.^[16] 한편, 외부 기구를 통한 움직임 추적은 CCD 카메라와 광학마커를 통해 피험자의 움직임을 직접적으로 외부에서 촬영하여 그 정보를 이용하여 영상을 보정하는 것이다. 최근 MRI에서는 움직임 정보를 MRI로 전송하여 경사자장을 실시간으로 업데이트 함으로써 움직임없는 영상을 직접 얻는 기술을 개발하고 있다.^[17]

라. 해상도 불일치 문제

MRI의 해상도는 주자기장의 세기가 높아질수록 향상된다. 7T MRI의 경우는 250 μ m의 고해상도의 영상을 얻을 수 있는 반면, 현재 고해상도의 PET는 2.5mm에 불과하다. 2차원 영상임을 고려하면 해상도의 차이가 약 100배에 달하게 된다. 따라서, 이러한 두 영상

이 갖는 해상도의 차이는 융합 영상의 장점을 제대로 활용할 수 없게 되는 원인이 된다. PET/MR 융합영상의 보다 다양한 활용과 기술적 발전을 위해서는 PET의 해상도 향상을 위한 기술 개발이 반드시 뒤따라야 한다. 최근 PET의 해상도를 향상시키기 위해서 검출기의 물리적 크기를 줄이거나, 시스템의 point spread function을 측정하여 deblurring 시키는 기술, wobbling과 같은 기술을 통해 sampling 간격을 줄이는 기술 등이 개발되고 있다.

IV. 향후 연구동향 및 결론

PET/MR의 상용시스템이 발표되었지만, 아직은 PET/CT가 가져온 시장변화를 기대하기는 어려운 듯하다. 여러 가지 이유가 있겠지만, 가장 큰 이유는 고가의 가격에 비해 임상적 기대효과와 수익성을 기대하기 어렵기 때문이다. 기존에 사용되던 PET과 MRI의 영상을 coregistration 방법을 통한 소프트웨어적인 융합법에 비교하여 하드웨어적인 PET/MR 융합시스템이 갖는 장점을 가진 임상적인 활용분야가 많지 않다. 게다가, 오히려 PET과 MRI를 독립적으로 찍는 것에 비하여 하루에 촬영할 수 있는 환

PET/MR 융합영상진단 장치가 성공하기 위해서는 기술적인 향상과 보완은 물론 임상적으로 유용한 활용 분야의 발굴이 필수적이다.

자의 숫자가 급격히 줄어들기 때문에 병원의 수익성이 높아지지 않는 것도 중요한 원인이되고 있다. 기술적으로는 앞서 언급한 바와 같이 PET/CT처럼 기존의 영상을 임상적인 측면에서 혁신적으로 향상시켜 줄 수 있는 기술적인 개선 요소가 없다는 점이다. 즉, PET/MR 융합시스템이 PET와 MRI의 단순한 산술적인 합이 아니라 새로운 영상으로써 재탄생 되어야 하는데 아직은 이러한 점이 부각되지 못하고 있다.

이를 위해서 미래의 PET/MR기술은 앞서 지적한 바와 같이 다음 문제점들을 개선하는데 초점을 맞춰야 할 것이다. 특히, PET/CT와 같이 MRI의 영상을 통해서 PET 영상의 질을 높일 수 있는 기술들을 개발하는 것이 무엇보다 중요하다. 움직임보정기술, 감쇠보정 기



술, partial volume 보정기술, 해부학적 사전정보를 이용한 영상재구성기술 등은 MRI의 고해상도 영상을 통하여 PET 영상을 향상시킬수 있는 유력한 기술들이다. 정량적인 정확도를 보장할 수 있는 기술적인 면을 보완한다면 PET/MR의 유용성을 크게 증가시킬 수 있을 것이다. 한편, 기존의 PET/CT의 장점을 결합시킨 PET/MR/CT 융합시스템의 개발도 현재 PET/MR이 가지고 있는 문제를 해결할 수 있는 하나의 해법으로 제안되고 있다. 마지막으로, PET/MR이 새로운 융합 영상기기로서 성공하기 위해서는 기술적인 향상과 보완은 물론 임상적으로 유용한 활용분야의 발굴이 필수적이므로 기술향상과 더불어 임상적인 연구를 동시에 연계해서 수행하는 것도 중요한 부분이다. 또한, 병원의 수익성을 높이기 위해서는 영상촬영 프로토콜의 최적화할 수 있도록 PET과 MRI의 영상 촬영시간을 최소화할 수 있는 기술적인 방안을 제시할 필요가 있다.

앞으로 차세대 의료영상기기로서의 PET/MR의 임상적 역할이 커질 것이라는 기대는 확실하다. 단지 얼마나 빨리 상용시스템으로 자리를 잡을 수 있을지는 의료 산업에서 필요로 하는 요구에 대한 정확한 이해와 이를 만족시켜줄 수 있는 기술개발이라고 할 수 있다.

참고 문헌

- [1] Townsend DW, A combined PET/CT scanner: the choices, J Nucl Med, 2001.
- [2] Anger HO, Scintillation camera, Rev Sci Instr, 1958.
- [3] Cho ZH, et al., A hybrid PET-MRI: An integrated molecular genetic imaging system with HRRT-PET and 7.0T MRI, Int J Imaging Syst Technol, 2007.
- [4] Pichler BJ, et al., Performance test of an LSO-APD detector in a 7-T MRI scanner for simultaneous PET/MRI, J Nucl Med, 2006
- [5] Frach T, et al., The digital silicon photomultiplier- Principle of operation and intrinsic detector performance, IEEE NSS/MIC, 2009.
- [6] Zaidi H, et al., Design and performance evaluation of a whole-body Ingenuity TF PET-MRI system, Phys Med Biol, 2011.
- [7] Delso G, et al., Performance measurements of the Siemens mMR integrated whole-body PET/MRI scanner, J Nucl Med, 2011.
- [8] Cho ZH, et al., Substructural hippocampal glucose metabolism observed on PET/MRI, J Nucl Med, 2010.
- [9] Cho ZH, et al., Observation of glucose metabolism in the thalamic nuclei by fusion PET/MRI, J Nucl Med, 2011.
- [10] Boss A, et al., Hybrid PET/MRI of intracranial masses: initial experiences and comparison to PET/CT, J Nucl Med, 2010.
- [11] Zaidi H, et al., Comparative evaluation of statistical brain MR image segmentation algorithms and their impact on partial volume effect correction in PET, Neuroimage, 2006.
- [12] Baete K, et al., Anatomical-based FDG-PET reconstruction for the detection of hypometabolic regions in epilepsy, IEEE Trans Med Imaging, 2004.
- [13] van der Kouwe AJ, Benner T, Dale AM, Real-time rigid body motion correction and shimming using cloverleaf navigators, Magn Reson Med, 2006.
- [14] Tsoumpas C, et al., Simultaneous PET-MR acquisition and MR-derived motion fields for correction of non-rigid motion in PET, Ann Nucl Med, 2010.
- [15] Keereman V, et al., MRI-based attenuation correction for PET/MRI using ultrashort echo time sequences, J Nucl Med, 2010.
- [16] Pipe JG, Motion correction with PROPELLER MRI: application to head motion and free-breathing cardiac imaging, Magn Reson Med, 1999.
- [17] Qin L, et al., Prospective head-movement correction for high-resolution MRI using an in-bore optical tracking system, Magn Reson Med, 2009.



손영돈

1998년 2월 인하대학교 전자공학과 (학사)
2000년 7월 광주과학기술원 정보통신공학 (석사)
2008년 3월 Univ. of California, Irvine, 의공학과
(석, 박사)
1999년 3월~2002년 8월
Univ. of California, Irvine, Brain
Imaging Center, 연구원
2005년 9월~현재 가천대학교 뇌과학연구소
선임연구원

〈관심분야〉
PET, MRI, PET/MR, 뇌공학